

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3947707号

(P3947707)

(45) 発行日 平成19年7月25日(2007.7.25)

(24) 登録日 平成19年4月20日(2007.4.20)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 6/00 (2006.01)

A 6 1 B 6/03 (2006.01)

A 6 1 B 6/00 3 1 0

A 6 1 B 6/00 3 0 0 D

A 6 1 B 6/00 3 0 0 X

A 6 1 B 6/03 3 2 1 Q

A 6 1 B 6/03 3 6 0 G

請求項の数 10 (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2002-557283 (P2002-557283)  
 (86) (22) 出願日 平成13年12月12日 (2001.12.12)  
 (65) 公表番号 特表2004-517670 (P2004-517670A)  
 (43) 公表日 平成16年6月17日 (2004.6.17)  
 (86) 国際出願番号 PCT/US2001/048128  
 (87) 国際公開番号 WO2002/056770  
 (87) 国際公開日 平成14年7月25日 (2002.7.25)  
 審査請求日 平成14年8月28日 (2002.8.28)  
 (31) 優先権主張番号 09/752,791  
 (32) 優先日 平成12年12月28日 (2000.12.28)  
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 300019238  
 ジーイー・メディカル・システムズ・グロ  
 ーバル・テクノロジー・カンパニー・エル  
 エルシー  
 アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53  
 188・ワウケシャ・ノース・グランドヴ  
 ユー・プールバード・ダブリュー・710  
 ・3000  
 (74) 代理人 100093908  
 弁理士 松本 研一  
 (74) 代理人 100105588  
 弁理士 小倉 博  
 (74) 代理人 100106541  
 弁理士 伊藤 信和

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 透視イメージング・システムを用いてコンピュータ断層画像を取得しかつ表示するための方法及び装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

X線を発生させるためのX線源(36)及び受け取ったX線から画像照射を取得するための受信体(34)を有するCアーム・ユニット(10)であって、そのCアーム(12)は該X線源(36)及び受信体(34)を画像収集経路に沿って少なくとも第1及び第2の照射位置の間で移動させているようなCアーム・ユニット(10)と、前記受信体の位置及び患者の位置を監視して位置データを生成するための位置検出器(18、20)と、前記受信体が前記第1及び第2の照射位置のそれぞれに配置されている間に取得した少なくとも第1及び第2の画像照射を含む一連の画像照射を、前記受信体から集めるための収集モジュール(16)であって、該収集モジュール(16)は、前記位置検出器からの前記位置データに基づいて前記一連の画像照射を収集する収集モジュール(16)と、前記一連の画像照射及び複数の前記位置検出器からの位置データに基づいて、3次元(3D)ボリュメトリック・データ組を構成させるための画像処理装置(16)と、前記3次元ボリュメトリック・データ組に基づいて画像を表示するためのディスプレイ(48)と、を備える医用イメージング・システム。

【請求項2】

前記画像処理装置がコンピュータ断層ボリュームを構成している、請求項1に記載の医用イメージング・システム。

10

20

## 【請求項 3】

前記 C アーム (112) を回転自在に取り付ける相手となっているベース (111) であって、X 線源 (123) 及び受信体 (124) を C アームを含む面に沿って患者に対して前記第 1 及び第 2 の照射位置間で回転させる経路である軌道状回転経路を形成した前記画像収集経路に沿って前記 C アーム (112) を移動させているベース (111)、をさらに備える請求項 1 または 2 に記載の医用イメージング・システム。

## 【請求項 4】

前記 C アーム (112) に接続させた側面回転ユニット (119) であって、前記画像収集経路の少なくとも一部を形成する側面回転経路に沿って前記 C アームを移動させて前記受信体が前記第 1 及び第 2 の照射位置の間を移動するようにした側面回転ユニット (119)、をさらに備える請求項 1 乃至 3 のいずれかに記載の医用イメージング・システム。

## 【請求項 5】

C アーム式 X 線透視装置により取得した患者の画像照射から 3 次元 (3D) ボリュームトリック・データ組を構成させるために、

X 線発生装置 (14) と、

患者を基準として画像収集経路に沿って移動する C アーム・ユニット (12) の位置及び患者の位置を電子監視する位置検出器 (18、20) と、

一連の画像照射を、前記受信体から集めるための収集モジュール (16) と、

前記一連の画像照射及び複数の前記位置検出器からの位置データに基づいて、3 次元 (3D) ボリュームトリック・データ組を構成させる画像処理装置 (16) とを備える

医用イメージング・システムが作動する方法であって、

患者を基準として画像収集経路に沿って移動する前記 C アーム・ユニット (12) の位置及び患者の位置を前記位置検出器 (18、20) が継続的に電子監視するステップ (305) と、

前記 C アーム・ユニットを前記画像収集経路に沿って移動する間、前記 C アーム・ユニットが患者位置に対して所定の照射位置に位置決めされた時点で患者の一連の画像照射を前記収集モジュール (16) が取得するように前記位置検出器 (18、20) が X 線発生装置 (14) にトリガ・コマンド (28) を送るステップ (310、315、320) と、  
前記一連の画像照射から 3D ボリュームトリック・データ組を前記画像処理装置 (16) が構成するステップ (335) と、

を含む方法。

## 【請求項 6】

前記 X 線発生装置 (14) は、前記 C アーム・ユニット上の受信体が患者に対する事前定義の軌道位置に到達した時点で X 線を照射するようにトリガされ (310)、前記収集モジュール (16) は、この照射に基づく画像照射を取得する、請求項 5 に記載の方法。

## 【請求項 7】

さらに、前記位置検出器 (18、20) が患者上の一つの固定点を原点とする座標基準系における患者の位置及び C アーム・ユニットの位置を特定しているトラッキング成分座標を継続的に生成するステップを含むと共に、前記 X 線発生装置 (14) は前記トラッキング成分座標に基づいてトリガされる、請求項 5 または 6 に記載の方法。

## 【請求項 8】

X 線発生装置 (14) と、

患者に対する開始位置と終了位置の間の移動範囲にわたって移動する X 線検出器 (34) の患者を基準とした位置をトラッキングする位置検出器 (18、20) と、

複数の患者ビュー・スライスを作成する画像処理装置 (16) とを備える、

デジタル式透視システムが作動して患者データ組を形成し、該患者データ組から患者ビュー・スライスを作成するための方法であって、

患者に対する開始位置と終了位置の間の移動範囲にわたって移動する X 線検出器 (34) の患者を基準とした位置を前記位置検出器 (18、20) がトラッキングするステップ (305) と、

10

20

30

40

50

患者に対する検出器の位置に基づいて前記X線発生装置（14）による一連の照射を前記位置検出器（18、20）がトリガするステップ（310）と、基準座標系内での検出器の位置を特定している位置トラッキング・データと共に各画像照射を前記画像処理装置（16）が保存するステップ（320）と、前記画像処理装置（16）が前記患者データ組から複数の患者ビュー・スライスを作成するステップ（340）と、を含む方法。

【請求項9】

X線検出器は手動で移動させることができる請求項8に記載の方法。

【請求項10】

前記画像処理装置（16）が前記患者データ組から患者のサジタルビュー・スライス、 coronalビュー・スライス及びアキシャルビュー・スライスを作成しかつ表示するステップをさらに含む請求項8または9に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明の好ましい実施形態は、全般的には、3次元（3D）ボリュメトリック・データ組を構成させてこのデータ組を診断的及び介入的医療手技において使用するための可動式Cアーム・ベースのX線システムに関する。より具体的には、本発明の好ましい実施形態の少なくとも一つは、患者及びX線受信体に関する座標情報に部分的に基づいてデジタルX線画像の3次元ボリュメトリック・データ組を構成させ、このデータ組を使用して診断的及び介入的手技を実行している可動式Cアーム・ベースのX線医用イメージング・システムに関する。

【0002】

【発明の背景】

コンピュータ断層（CT）や磁気共鳴イメージング（MRI）など、従来の医用イメージング様式では、患者並びに患者のイメージング・データ組を構成させるのに用いる装置を支持するために高度な機械的ガントリ構造を使用している。CTやMRIのデータ組は、その正確な患者位置が機械的ガントリと、このガントリと一体で形成させた患者寝台と間の関係から既知であるような複数のスキャンにより形成されている。例えば、CTシステムでは、継続的に回転するファンビーム状X線源と、これに相対している弓形の検出器アレイとを支持している円形のガントリを用いている。ファンビーム状X線源と検出器アレイはガントリ内で継続的に回転する。CTシステムはさらに、ガントリと一体となった患者寝台を含む。ファンビーム状X線源が継続的に回転する間に、この寝台により、患者は事前定義の増分ステップでガントリを通過するように移動させている。CTシステム内でのガントリと寝台の機械的相互接続は、患者の位置とX線源及び検出器アレイの位置との既知の関係を常時維持させており、これにより画像の3Dボリュメトリック・データ組を構成させるために既知の関係で互いに整列している2D画像の組を構成させることができる。3Dボリュメトリックを構成させた後、サジタル・ビュー、 coronal・ビュー、アキシャル・ビュー、あるいはセグメント化またはレンダリングした画像ビューなどの所望のビューを医師に提示するために、患者の個々のスライスを取得することができる。MRIシステムは、マグネット・コイルを保持しているガントリと患者寝台との間で同様の機械的相互接続を維持している。

【0003】

しかし、CTやMRIシステムは極めて複雑であり、大型であり、かつ高価である。より最近の出来事としては、術中MRIや可動式CTシステムが提案されている。しかし、こうした術中MRIや可動式CTシステムでは、未だに、ガントリと一体で形成させた患者寝台を備えているような構成が必要である。多くの術中及び診断手技は、可動式の場合でもそうでない場合でも、MRIやCTシステムの費用に釣り合う（すなわち、見合う）ものではない。さらに、術中MRIや可動式CTシステムは、未だにかなり大型であると共に手術室の

10

20

30

40

50

かなりの部分を占有する。

【0004】

今日、多くの診断的及び外科的手技が、可動式Cアーム・タイプのX線システムを透視モードまたはデジタル式撮影モードで使用して実施されている。可動式Cアーム型X線システムは、CTやMRシステムと比べてより小型で、より複雑でなく、かつより低価格となるに連れて、ORや病院並びにクリニックの手術間施設においてより普通に見られるようになっている。従来の可動式Cアーム・システムは、標準的な透視X線イメージングを実行しその手技を受けている患者の一つまたは複数のX線画像を収集することにより、外科的手技の間で使用されてきた。可動式Cアームを用いて取得される最も一般的なX線画像としては、APビュー（正面像）や側面ビュー（側面像）が含まれる。一例として、外科的処置の計画段階において、医師は、APビュー1枚と側面ビュー1枚の2回の照射／撮影を取得し、関心領域の初期的観察及び検査を行うことがある。ある脊椎手技では、医師は次に関心領域（ROI）から組織を切除し関心対象の骨部分を露出させることになる。次に、医師は、外科器具または外科ツールをこの関心対象骨部分の近傍に配置し、この器具またはツールが外科的手技を行おうと医師の希望する所望の位置及び方向に配置されるようにする。医師は次に、このROI及び器具に関して新たに2回の照射／撮影（AP及び側面）を取得し、関心対象骨部分を基準とした器具／ツールの位置及び方向を観察するのが普通である。次いで、医師は骨に穴を開けるなどの外科的手技を開始する。外科的手技の途中の様々な段階において、医師は新たに照射／撮影（AP及び側面）からなる対を取得し、その手技の進捗を判定している。この手順はツールが所望の最終位置に到達するまで反復される。上述した手順では患者から何回かにわたって照射を採取することが必要となり、これにより、ある手技を完了させるのに要する放射線量は最小限にすることが望ましいものではあるが、患者に大きなX線量を受けさせることになる。

【0005】

Cアーム・ベースのシステムは、軌道（orbital）トラッキング方向、長軸（longitudinal）トラッキング方向、側面（lateral）トラッキング方向、横軸（transverse）トラッキング方向、ピボット状（pivotal）トラッキング方向、「wig-wag」トラッキング方向など幾つかの移動方向への医師によるCアームの移動及び回転を可能するようなジョイント及び相互接続の構成を有している。適当なジョイント及び相互接続において機械的ロックを解除することにより、Cアームを上記したトラッキング方向の各々に移動させることができる。

【0006】

Cアーム（したがって、X線源及びイメージ・インテンシファイア）を軌道トラッキング方向（すなわち、Cアームのフレームにより規定される面内にある弓形経路）で駆動させるために機械式モータを含んでいるような少なくとも一つのCアーム・タイプのシステムが提唱されている。このモータがCアームを軌道トラッキング方向に移動させるのに伴って、一連の照射が採取される。この一連の照射は3次元ボリュームとして表示させるために一つのデータ組に合成させている。しかし、モータ駆動式Cアーム・システムは、その画像フレームが患者位置やアラインメントと相関されていないため、診断的手技に対してのみ有用であり、介入的手術では有用でない。

【0007】

【発明が解決しようとする課題】

患者の3Dボリュームメトリック・データ組及び器具情報を構成させることが可能であり、かつ診断的及び介入的手技の間で使用するために所望の任意のビュー角度でデータのスライス、セグメントまたはレンダリングしたボリュームを表示することが可能であるような改良型のCアーム・ベースのシステムが必要とされている。

【0008】

【課題を解決するための手段】

好ましい実施形態の一態様では、X線を発生させるためのX線源と、X線を受け取りこの受け取ったX線から透視像を導出するための受信体デバイスと、を備えたCアームを有す

10

20

30

40

50

るような医用イメージング・システムを提供する。このCアームはX線源及び受信体デバイスを画像収集経路に沿って少なくとも第1及び第2の画像収集位置間で移動させている。収集モジュールにより、X線源及び受信体を第1及び第2の画像収集位置のそれぞれに位置させた時点でその第1及び第2の透視像が取得されるようにした一連の2D透視像を取得している。画像処理装置は、この一連の透視像に基づいて対象ボクセルの3Dボリュームを構成させている。モニタは、3Dレンダリング、患者スライスその他の3Dボリュームに基づいて画像を表示させている。位置トラッカーは、この一連の照射を通じた位置のそれぞれにおいてCアーム及び患者の位置を監視し、患者及び受信体に関する位置情報を透視像に提供している。Cアームは、画像収集経路に沿って、手動式、機械式、または自動式で移動させることができる。

10

**【0009】**

少なくとも一つの別の実施形態では、画像処理装置により一連の2D透視像からコンピュータ断層ボリュームを構成させている。この画像処理装置は、複数の2D透視像を3Dボリュメトリック・データ組に変換する。この画像処理装置は3Dボリュームを構成させるために逐次再構成技法を実行することができる。別法として、その画像処理装置は3Dボリュームを構成させるために逆投影技法を実行することができる。

**【0010】**

少なくとも一つの別の実施形態では、そのCアームは軌道状回転経路に沿ってCアームを移動させているベースに回転自在に取り付けられており、X線源及び受信体デバイスをCアームが規定する面と垂直に整列した軌道軸の周りの一つの弧に追従させている。少なくとも一つの別の実施形態では、ホイールを有する可動式ベースを設けている。このベースにCアームを取り付けることができると共に、X線源及び受信体デバイスを側面画像収集経路に沿って第1及び第2の位置の間で移動させるためにCアーム面を横断する軌道軸と接線をなすように形成させた側面回転弧に沿ってこのベースはホイール上を移動可能とすることができる。ピボット部材を設けることもある。このピボット部材により、Cアームを含む面内に含まれると共に該面に沿って延びるピボット軸の周りでCアームをピボットさせることができる。このピボット部材は、X線源及び受信体デバイスをピボット状画像収集経路の周りに第1及び第2の位置の間でピボットさせている。

20

**【0011】**

さらに別の実施形態では、収集モジュールによりイメージング経路に沿って間隔をおいた所定の位置で一揃いの2D透視像を収集している。任意選択では、その収集モジュールは2D透視像を画像収集経路に沿って等間隔で取得することができる。この等間隔は、Cアームの概ね5度の回転ごととすることができる。収集モジュールは座標基準系に対するCアームの位置を継続的に計算し、Cアームがイメージング経路に沿った所定の位置に到達した時点で照射を発生させるようにX線源をトリガしている。

30

**【0012】**

実施の一形態では、その第1及び第2の位置は、Cアームの弓形の移動範囲に沿ったそれぞれ開始位置と終了位置とすることができる。この開始位置と終了位置は145度から190度の間の間隔をもたせることができる。

**【0013】**

本発明の好ましい実施形態は、整形外科的手技、脊椎への検査及び応用、関節置換手技その他におけるなど様々な診断的手技、介入的外科処置への応用その他で使用する事ができる。脊椎への応用では、頸椎、胸椎または腰椎などの椎骨にペン（pen）やネジ（screw）を取り付けることが必要となることがある。椎骨は、AP透視ビュー及び側面透視ビューを通じたのでは満足に図示できないような複雑な解剖構造を示している。APビューと側面ビューでは、必ずしも、椎骨の複雑な詳細を適当に表示することができないことがある。脊椎への応用では、脊椎の柱体の断面を各スライス別の形式で提示するためにサジタル・ビュー、コロナル・ビュー及びアキシャル・ビューの表示を含ませることが好ましい。少なくとも一つの好ましい実施形態では、Cアームにより得た3Dボリューム・データ組から、サジタル・ビュー、コロナル・ビュー及びアキシャル・ビューを取得す

40

50

ることができる。

【0014】

医師が脊椎の外科処置を実施する際に、その器具やツールは医師に提示される2Dまたは3D画像の一つまたは複数と重なり合うことがある。器具またはツールの患者の脊椎柱体を基準とした動きに追従するために、器具またはツールの位置は継続的かつ反復的にリアルタイムで更新させている。

【0015】

本発明の好ましい実施形態の少なくとも一つを使用できる一般的な整形外科手技の一例は、折れた骨を固定する場合など骨折の整復に関連する。骨折整復手術の間では、一つまたは複数のトラッキング・デバイスを骨折した骨の上の一つまたは複数の点に取り付けることができる。骨折した骨を表示するように取得した2Dまたは3D画像は、外科処置計画及び／またはアラインメントに使用することができる。この2Dまたは3D画像はさらに、骨折した骨を所望の任意の向きにしたビューを取得するために骨折整復手技（すなわち、骨の固定）の実施中に使用することもできる。骨折を寄せるのに伴って、所望の任意の向きからの2Dまたは3D画像を観察し各骨が適正に整列しているか否かを判定することができる。

【0016】

本発明の好ましい実施形態の少なくとも一つを使用できる一般的な整形外科手技の別の例は、膝部を人工装具で置換する場合などの関節置換に関連する。膝用の人工装具は球窩関節（ball and receiving joint）を含んでいる。膝部の一方の側ではその骨内にノッチを切り、この中に球部を挿入している。膝部のもう一方の側ではその骨内にノッチを切り、この中に窩関節部を挿入している。球部と窩関節部はこれらの骨ノッチ内で適正に整列させることが重要である。というのは、いずれかにおいて数度の整列ズレがあると、その足が適正に整列しなくなるからである。さらに、こうした関節は均等な荷重がかかるように設計されているため、球部と窩関節内に整列ズレがあるとその人工装具の損耗を早めることになる。荷重にわずかな数度のアンバランスがあると、関節の損耗が早まることになる。

【0017】

一般的な整形外科手技や脊椎手技ではコンピュータ断層システムを必要とする程ではなく、また、手術に対するCTシステム分の費用の付加に見合うものでもない。一方、ほとんどの手術室では透視システムがあるか、または利用可能であるため、一般的な整形外科手技や脊椎手技の間で使用することがより容易であることが普通である。透視装置によるボリュメトリック再構成により、医師は寝台上で患者を麻酔している間に外科処置計画を迅速に実施する能力が得られる。医師は、外科処置計画段階（例えば、術前計画）の数分以内で、適正なアラインメント（例えば、手術間ナビゲーション）を得て質的保証を確認するという計画を実行することができる。したがって、本発明の好ましい実施形態の少なくとも一つにより、医師は計画が適正に実行されたことを確認することができる。本発明の好ましい実施形態の少なくとも一つでは、術中手技（例えば、手術間データ収集）の間でイメージング・データを収集しており、事前のイメージングは全く不要である。手術間データ収集を可能にすることにより、患者を画像収集のために別の部屋に移す必要がなくなり、これに代わって患者に麻酔をかけて手術準備をしている間にCアームによりこれらの画像を取得することができる。

【0018】

上述した要約、並びに本発明の好ましい実施形態の以下の詳細な説明は、添付の図面と共に読むことによってさらに十分な理解が得られよう。本発明の好ましい実施形態を図示するために、図面では目下のところ好ましい実施形態を示している。しかし、本発明は添付の図面に示した配置や手段に限定するものではないことを理解すべきである。

【0019】

【発明の実施の形態】

図1はX線発生装置14、画像処理コンピュータ16及びトラッカー・モジュール18と

10

20

30

40

50

電氣的に接続されたCアーム12を含むような透視X線システム10を表している。このトラッカー・モジュール18はトラッキング・データ処理装置20と連絡しており、このトラッキング・データ処理装置20は一方、画像処理コンピュータ16及びX線発生装置14と連絡している。画像処理コンピュータ16はモニタ48と連絡している。

#### 【0020】

Cアーム12は、その一方の側に取り付けたX線源36と、その反対側に取り付けたX線受信体デバイス34と、を含んでいる。Cアーム12は、とりわけ、軌道トラッキング方向、長軸トラッキング方向、側面トラッキング方向、横軸トラッキング方向、ピボット状トラッキング方向、「wig-wag」トラッキング方向を含めた複数の画像収集経路に沿った幾つかの方向に移動可能である。軌道状回転方向を矢印Aで示している。図1では、Cアーム12と受信体34が第1の位置(P1)に位置しているときは実線で描き、第2の位置(P2)に位置しているときには影線で描いている。別法として、Cアーム12、受信体34及びX線源36は、長軸、側面、横軸及びwig-wagのトラッキング方向やその他の方向で画像収集経路に沿って移動させることがある。

#### 【0021】

トラッカー・モジュール18は、患者22、受信体34、並びに医師が診断的手技または介入的外科処置の間に使用する器具またはツール24（存在する場合）の位置を監視している。トラッカー・モジュール18は患者22、受信体34及び器具24のそれぞれに関するトラッキング成分座標26をトラッキング・データ処理装置20に提供する。トラッキング・データ処理装置20はこのトラッキング成分座標26を用いて座標系の基準点を基準として規定される受信体34、患者22及び器具24の座標系に対する位置を継続的に計算している。この座標系の基準点は、使用するトラッカー・モジュール18の種類に部分的に依存している。トラッキング・データ処理装置20は制御コマンドまたはトリガ・コマンド28をX線発生装置14に送り、このX線発生装置14は一方、X線源36及び受信体34により一つまたは複数の照射を採取させるようにしている。トラッキング・データ処理装置20は、照射基準データ30を画像処理コンピュータ16に提供している。以下でより詳細に説明するが、制御またはトリガ・コマンド28、並びに照射基準データ30は、Cアームを画像収集経路に沿って移動させるのに従ってトラッキング・データ処理装置20によりトラッキング成分座標26に基づいて生成させている。

#### 【0022】

一例として、Cアーム12は、一連の照射を取得しながら第1の位置P1と第2の位置P2の間で手動式に移動させることがある。この画像収集経路は（図2に示すように）軌道状回転方向に沿わせることがあり、また受信体34は0°～145°または0°～190°の移動範囲にわたって回転させることがある。別法として、その画像収集経路は、位置P3と位置P4の間で図3の矢印Bで示すような側面回転方向に沿わせることがある。

#### 【0023】

画像処理コンピュータ16は、Cアーム12を回転させるのに伴って、受信体34から一連の画像照射32を集める。受信体34は、X線発生装置14によりX線源36をトリガするごとに画像照射32を集めている。画像処理コンピュータ16は各画像照射32を対応する照射基準データ30と組み合わせると共に、照射基準データ30を用いて、以下でより詳細に説明するようにして3次元ボリュメトリック・データ組を構成させている。この3次元ボリュメトリック・データ組を用いて患者の関心領域に関するスライスなどの画像を作成している。例えば、画像処理コンピュータ16はこのボリュメトリック・データ組から、患者の脊椎、膝、その他に関するサジタル・ビュー、 coronal・ビュー及び／またはアキシャル・ビューを作成することができる。

#### 【0024】

図6は例示的な可動式CアームX線ユニット110を表している。この可動式CアームX線ユニット110の主たる機能の一つは、診断的及び介入的イメージングのためのX線を発生させることである。このユニット110は、メインフレーム111、Cアーム112、Lアーム113、及び制御パネル114から構成されている。メインフレーム111の

10

20

30

40

50

下側部分により、ユニット110に可動性を提供するためにキャストを使用しているような一つのT字形構造が形成されている。このメインフレーム111は、ユニット110に対するパワー並びにその他のデバイスの結合を制御するためのパワー・パネル117を含んでいる。メインフレーム111はさらに、Cアーム112及びLアーム113がメインフレーム111に対して垂直に移動できるようにしている垂直リフト支柱118を含んでいる。垂直リフト支柱118は、上側ハウジング119で終端となっており、この上側ハウジング119には水平延長アーム120を貫通させ、水平延長アーム120を上側ハウジング119に対して移動させることによりアーム120が垂直リフト支柱118に対して直角に移動できるようにしている。Cアーム112は、水平延長アーム120の軸に沿って移動させ、横軸トラッキングの動きを実現させることができる。Lアーム113は、水平延長アーム120の周りでピボット（ピボット状トラッキング運動）させることができ、これによりLアーム113は360°の弧にわたってピボットさせることができる。水平延長アーム120はLアーム113の一方の端に結合させ、一方、Lアーム113の外側端はCアーム112と結合させている。

#### 【0025】

Cアーム112は、Cアーム112の一方の端にX線放出体123を、またCアーム112のもう一方の端にカメラ125を備えたイメージ・インテンシファイア124などの受信体を有している一つのC字形構造である。Cアーム112は、Cアーム112の180°回転を可能にしているフリップフロップ式ロック128とフリップフロップ式ブレーキ127とを含んでいる。X線放出体123からのX線ビームをコリメートするためには、コリメータ・アセンブリ129を設けることができる。スペーサ130により患者をX線放出体123範囲内に導く際の安全距離が提供される。

#### 【0026】

ユニット110は、典型的には、監視ユニットと結合させており、こうした監視ユニットはカメラ125により提供されるビデオ画像を観測するのに必要な装置を含んでいる。この結合は、CアームX線ユニット110と協同して使用するのが典型的であるようなビデオ表示監視カートなどの監視装置にユニット110のパワー・パネル117を経由して結合させたケーブルを介して実現されている。別法として、この監視装置やビデオ表示監視カードはCアームX線ユニット110と一体に形成させることができる。

#### 【0027】

図1に戻ると、トラッカー・モジュール18は、受信体位置センサ40、患者位置センサ42及び器具位置センサ44のそれぞれから位置情報を受け取っている。センサ40～44は、ハード結線、赤外線、ラジオ波その他を介してトラッカー・モジュール18と連絡させることがある。センサ40～44及びトラッカー・モジュール18は、電磁気、光、赤外線その他など周知の幾つかの媒体のうちの一つに基づいて動作させるように構成することができる。別法として、センサ40～44及びトラッカー・モジュール18はこうした媒体の組み合わせに基づいて動作させることもできる。

#### 【0028】

単に一例として、電磁的（EM）な実現形態では、磁場送信器／発生器に、直角に配置した最大3個の磁気双極子（例えば、電流ループや電磁気回路）を設けている。3個の双極子の各々が発生させる磁場は、位相、周波数または時分割多重のいずれかを通じて互いに識別可能である。この磁場は、位置検出のための掘り所とすることができる。磁場送信器／発生器により、患者位置センサ42、受信体位置センサ40または器具位置センサ44のうちの任意の一つを形成させることがある。磁場送信器／発生器は、位置センサ40～44の残り二つにより検出されるEM磁場を発生させる。一例として、患者位置センサ42が磁場送信器／発生器を備えており、一方受信体センサ40と器具位置センサ44がそれぞれ一つまたは複数の磁場センサを備えることがある。

#### 【0029】

別の実施形態では、センサ40～44及びトラッカー・モジュール18は、光学信号または赤外線信号に基づいた構成とすることがある。光または赤外線に基づく実施の一形態で

10

20

30

40

50



は、別に位置監視カメラ46を追加してセンサ40～44の位置を監視し、かつトラッカー・モジュール18と連絡させている。この別の実施形態では、各センサ40～44により能動的な赤外光を周期的に放出させ、これを位置監視カメラ46に検出させることがある。別法として、そのセンサ40～44は、カメラ46の位置及び／または部屋の周りに別の赤外線放出体を配置させているような受動的光学構成で動作することがある。こうした放出体は赤外光を放出するように周期的にトリガを受ける。放出させた赤外光は、一つまたは複数のカメラ46上に来るようにセンサ40～44で反射される。センサ40～44及び位置監視カメラ46の連携によって収集した能動的または受動的な光学情報は、患者22、受信体34及び器具24の各々に関するトラッキング成分座標を規定するため、トラッカー・モジュール18により使用される。この位置情報により、六つの自由度（例えば、 $x$ 、 $y$ 、 $z$ の各座標、並びにピッチ（pitch）、ロール（roll）及びヨー（yaw）の各角度方向）を規定することができる。この位置情報は、極座標やデカルト座標系で規定することができる。

10

**【0030】**

さらにまた別の実施形態では、トラッカー・モジュール18及びセンサ40～44は、センサ42を信号送信器として動作させ、またセンサ40及び44を信号受信器として動作させるようにして、信号の三角測量に基づいて動作させることができる。三角測量システムでは、その位置検出は送信された第1及び第2の信号の特性を比較し、伝搬した相対距離を決定することにより達成される。送信する信号は超音波としたり、電磁波（ラジオ波、レーザ光、発光ダイオード、その他）とすることができる。

20

**【0031】**

さらに別の実施形態として、複数のRF受信コイルを、米国特許第5,251,635号に示されているように受信体34に取り付けるなど、被検体の周りに配置させることができる。外科器具24は、各ツールまたは器具24上に器具の位置を決定するための少なくとも一つのコイルと、向きを決定するために器具一つあたり少なくとも二つのコイルとを備えるように小型のRF送信コイルを組み込むように修正することができる。トラッカー・モジュール18とトラッキング・データ処理装置20は協同して、この送信コイル（したがって、器具24）の位置及び方向を計算する。計算した器具24の位置は、ビデオ・モニタ48上に表示されたX線画像上で、記号の重ね合わせにより表示している。患者22上のセンサ42は、基準座標系内の位置を特定するために上述した方式で使用される。この例示的な実施形態での基準座標系は、器具24上の送信器を座標系の原点とするようにして規定される。動作時には、トラッキング・モジュール18は、患者位置センサ42の送信器位置を原点とする座標系を基準とした器具24の位置及び受信体34の位置を監視している。

30

**【0032】**

トラッカー・モジュール18は、器具（ $I(x, y, z, pitch, roll, yaw)$ ）、検出器34（ $D(x, y, z, pitch, roll, yaw)$ ）、及び／または患者22（ $P(x, y, z, pitch, roll, yaw)$ ）に関する各デカルト座標、ピッチ、ロール及びヨーなど、連続した一連のトラッキング成分座標を発生させている。患者位置センサ42がその内部に（少なくとも一つの好ましい実施形態に従った）EM送信器を備えている場合、その座標基準系は患者位置センサ42の位置を原点とするように規定することができる。赤外線トラッキング・システムを用いる場合、その座標系は患者監視カメラ46を原点とするように規定することができる。

40

**【0033】**

トラッキング・データ処理装置20は、一連のトラッキング成分座標26を継続的に集めると共に、基準点に対する患者22、受信体34及び器具24の位置を継続的に計算している。トラッキング・データ処理装置20は、Cアームの回転位置を計算し、この各位置を一時的に記憶することがある。新たな各回転位置は、固定の角度位置（座標系内で $x$ 、 $y$ 、 $z$ の各座標で規定される）を表しているか、または固定の弓形の動き（例えば、 $5^\circ$ その他）に基づいた目標位置と比較することができる。3D収集手続きを起動させると、

50

トラッキング・データ処理装置 20 は C アーム 12 に対する基準の向きを確立する。例えば、その開始点と終了点がそれぞれ  $0^\circ$  の角度と  $190^\circ$  の角度に対応するような画像収集経路の一方の端まで受信体 34 を移動し終えた後に、トラッキング・データ処理装置 20 は収集手順を起動させることができる。別法として、そのトラッキング・データ処理装置 20 は、C アーム 12 を移動範囲に沿った途中の点に位置させた状態で座標基準系を初期化することがある。この別の実施形態では、トラッキング・データ処理装置 20 は、受信体 34 の現在の位置を（その場所がどこであるかによらず）収集手続きに関する開始点として規定している。トラッキング・データ処理装置 20 が画像収集手続きに関する開始点（すなわち、初期点）を確立した後、制御／トリガ・コマンド 28 が X 線発生装置 14 に送られると共に、最初の照射基準データ 30 が画像処理コンピュータ 16 に送られ、最初の画像照射 34 が得られかつ処理される。

10

**【0034】**

受信体 34 の初期位置を確立した後、トラッキング・データ処理装置 20 は、受信体 34 に関するトラッキング成分座標 26 を継続的に監視し、かつ受信体 34 が事前定義の距離だけ移動した時点を決する。トラッキング成分座標 26 により受信体 34 が初期位置から事前定義の距離だけ移動したことが指示された時点で、トラッキング・データ処理装置 20 は新たな制御またはトリガ・コマンド 28 を X 線発生装置 14 に送り、これにより X 線源 36 に対して X 線照射を行わせる。トラッキング・データ処理装置 20 はさらに、新たな照射基準データ 30 を画像処理コンピュータ 16 に送っている。この手順は画像収集経路全体にわたって事前定義の間隔で反復させ、一連の画像を取得している。画像処理コンピュータ 16 は、一連の照射基準データ 30 に対応したこの一連の画像照射 32 を取得し、これを組み合わせてポリュメトリック・データ組にしてメモリ内に記憶させる。

20

**【0035】**

一例として、トラッキング・データ処理装置 20 は、X 線発生装置 14 及び画像処理コンピュータ 16 に対して、受信体 34 を軌道状移動経路の周りに移動させる間に事前定義の弧状間隔で画像照射を取得させることがある。その全体にわたって画像を取得している受信体 34 の軌道状移動範囲は、C アーム 12 に関して  $145^\circ$  以上の移動範囲とすることや、最大  $190^\circ$  までの移動範囲とすることがある。したがって、受信体 34 は、事前定義の弧状間隔で画像照射 32 を採取して 3D ポリュームの構成で使用する一組の画像照射を取得しながら、ゼロの角度基準点から  $145^\circ$  の回転にわたって移動させることがある。任意選択では、その弧状間隔は、 $1^\circ$ 、 $5^\circ$ 、 $10^\circ$  その他だけ等間隔離れており、これにより検出器 34 の回転による移動の間に、それぞれ概ね 100、40 または 15 回の画像照射（すなわち、フレーム）が取得される。この弧状間隔では、互いの離間を一定に揃えている場合も、揃えていない場合もある。

30

**【0036】**

受信体 34 は、所望の任意の速度でオペレータが手動で移動させることがある。受信体 34 がトラッカー・モジュール 18 により直接監視された所望の各位置に配置された時点でのみ照射がトリガされるため、オペレータは受信体 34 を漸増する速度や、漸減する速度、あるいは不均一の速度で移動させることもできる。

**【0037】**

図 2～3 は、C アーム 12 の二つの例示的な移動範囲を表している。図 2 の例では、C アーム 12 は軌道状移動範囲にわたって手動または自動で移動させ、3D 患者データ組を構成させるように所望の間隔（例えば、照射間隔 50）で照射を離散的に取得している。図 3 の例では、C アーム 12 を軌道状回転とは別の方向、すなわち、側面回転範囲にわたって移動させることができる。破線 55 で示す側面移動範囲に沿った離散的な各角度において、3D 患者データ組を構成させるために上で説明した方式により照射を取得することができる。

40

**【0038】**

図 4～5 はそれぞれ、軌道状回転範囲と側面回転範囲を表しており、これらの範囲では、図 2～3 の移動範囲と同様にして受信体 34 を移動させている。図 4～5 の例では、受信

50

体34上のLED47及び48と、患者22上のLED51及び52との位置を検出するためのカメラ46を有する光学トラッキング・システムを用いている。任意選択では、LED47、48、51及び52は受動的な反射体である。

【0039】

図7は、本発明に従って形成される別の実施形態を表している。透視イメージング・システム200は、患者を透過したX線を検出するようにCアームに取り付けた検出器210を含んでいる。トラッキング・サブシステム220は、患者座標情報225、検出器座標情報230及び器具座標情報235を受け取っている。トラッキング・サブシステム220はこの座標情報225～235を処理して、これを画像処理装置240に渡しており、この画像処理装置240は、検出器210から照射フレームを受け取り画像フレームをディスプレイ250に出力している。画像処理装置240は、トラッキング・サブシステム220から提供される位置データ245により指示された時点で検出器210から照射フレームを集めているフレーム・グラバー260を含んでいる。

10

【0040】

照射フレームはフレーム・グラバー260から、ボリュメトリック画像メモリ280内での照射フレームの保存を管理している画像ボリューム処理装置270に送られる。画像ボリューム処理装置270はボリュメトリック画像メモリ280内に3次元患者データ・ボリュームを構成させている。3D患者データ・ボリュームは、極めて少数の照射フレーム（例えば、10個その他）に基づいて構成させることができる。フレーム・グラバー260により追加の照射フレームが取得されるのに伴って、その3D患者データ・ボリュームの正確さや完全性が改善される。3D患者データ・ボリュームを構成させる以外に、画像ボリューム処理装置270はさらにこのボリュームから画像スライスも構成させている。このスライスはスライス・データ組メモリ290内に保存される。

20

【0041】

表示グラフィックス処理装置295はこのスライス・データ組メモリ290にアクセスし、ディスプレイ250上に画像スライスを表示している。表示グラフィックス処理装置295はさらに、器具またはツール24のグラフィック表現も構成させ、この器具のグラフィック表現をディスプレイ250上で画像スライスと重ね合わせている。表示グラフィックス処理装置295は、器具グラフィックスを各画像スライス上に重ね合わせた状態で、ディスプレイ250上に複数の2次元画像スライスを同時に提示することがある。別法または画像スライスとの組み合わせでは、表示グラフィックス処理装置295は3D患者データ・ボリュームの3次元レンダリングを構成させ、この3次元レンダリングをディスプレイ250上に、別々にまたは器具24の3次元グラフィック表現と組み合わせて表示させることがある。この3次元患者画像及び3次元器具グラフィック表現は、複数の角度からの患者データ・ボリュームの観察が可能となり、かつ複数の角度からの器具グラフィック表現の観察が可能となるように（ビデオタイプの形式において）回転させるように制御を受けることがある。3次元で表示された患者データ・ボリュームの回転は、疑似ビデオ形式（simulated video format）などのように自動的にすることや、システムのオペレータが手動で段階的に制御することもできる。例えば、オペレータは関心領域をマウスでクリックすることにより画像を回転させたり、画像のドラッグにより回転及び／または平行移動を行わせることができる。

30

40

【0042】

図8は、本発明の好ましい実施形態の少なくとも一つに従っている、透視情報並びに器具またはツール情報の取得及び表示に関連した一般的処理シーケンスを表している。ステップ300で開始されると、受信体34は最初の照射を取得し、またトラッカー・モジュール18及びトラッキング・データ処理装置20は画像受信体34の位置を初期化する。画像受信体34の初期位置は、受信体34のCアーム12の周りでの回転軌道の一方向の極端点に相当することがある。別法として、画像受信体34の初期位置は、単に、オペレータが3D収集操作を起動させた時点で存在していた位置に相当することもある。ステップ300において最初の照射及び受信体34の位置を取得した後、フローは、トラッキング・

50

モジュール 18 及びトラッキング・データ処理装置 20 により受信体 34 の位置を継続的に監視するステップであるステップ 305 に進む。

【0043】

受信体 34 が照射を取得した最近の直前位置から所望の距離だけ移動した後、フローはステップ 310 に進む。ステップ 310 において、新たな照射を取得するためにトラッキング・データ処理装置 20 は X 線発生装置 14 により X 線源 36 をトリガさせる。トラッキング・データ処理装置 20 は、ステップ 315 において、受信体 34 から新たな照射を取り込むように画像処理装置 16 に指令する。画像処理コンピュータ 16 は新たな照射を取り込み、ステップ 320 においてこの新たな照射を受信体 34 の位置と共に記憶している。この位置情報はトラッキング・データ処理装置 20 から提供される。ステップ 315 で取得した新たな照射は、ステップ 325 において 3D 患者データ組を更新するように画像処理コンピュータ 16 により使用される。ステップ 335 において、画像処理コンピュータ 16 は患者スライス及び／または 3D 患者データ組の 3 次元画像を構成させる。

10

【0044】

この 3D 患者データ組は、10 回以上の照射からの情報により更新した後に患者スライスを再構成させることが好ましい。ステップ 305～325 を反復して 10 回を超えるような追加の照射を取得し、これにより 3D 患者データ組内の情報を改善させることができる。ステップ 335 において患者スライス及び／または 3D 画像を構成させた後、ステップ 340 において、この患者スライス及び／または 3D 画像を、単独で、あるいは患者 22 に対する器具 24 の位置を表すように器具グラフィックスと組み合わせて表示させている。破線 330、345 及び 350 は、ステップ 325、335 及び 340 を実行している間に、画像処理コンピュータ 16 がステップ 305～340 を反復するように並列演算を実行し 3D 患者データ組に関する改善、並びに表示させる患者スライス及び 3D 画像に関する改善を行っていることを示している。

20

【0045】

図 1 に戻ると、単に一例として、3D 患者データ組の構成に使用するために照射を取得する離散的位置を表す一連の破線 50 を図示している。任意選択では、画像取り込み位置 50 は、受信体 34 の軌道状回転の少なくとも一部分に沿って、5° 間隔など均等に分割させることができる。例えば、受信体 34 は、5° ごとに照射を取得しながら、軌道状回転の 145° の弧に沿って移動させることができる。

30

【0046】

さらに代替として、受信体 34 は、C アーム 12 の移動範囲の一部分またはその全体にわたって（軌道、長軸、横軸、ピボット状、またはこれ以外で）3D 患者データ組の収集の間に複数回移動させることができる。例えば、医師は、受信体 34 を 145° の軌道状回転にわたって第 1 の方向に移動させ、さらに 145° の軌道状回転にわたって反対方向に移動させ、この 2 回の移動の間に受信体 34 により照射を取得することができる。受信体 34 の両方向への移動の間に取得した照射は、同じ角度位置とすることや、互いに交互配置とした異なる位置（例えば、第 1 の方向の移動の際には 0°、10°、20° などの各角度で、反対方向への移動の際には 25°、15°、5° などの各角度）とすることができる。

【0047】

さらに代替として、患者スライス及び／または画像のステップ 335 における再構成及び／またはステップ 340 における表示の際に、データ組内にある穴（例えば、データが極めて少ないか全くないことが分かっている領域）を特定することができる。これらの穴はディスプレイ上において黒いエリアとして表示される。データ組内の穴は、ステップ 340 においてスライスを表示させている間に、担当医が手作業で特定することができる。別法として、システムが、ステップ 335 においてデータ組内の穴を自動的に特定することができる。データ組内の穴を位置特定した後、全体の画像収集経路のうちのより狭い部分にわたって受信体 34 を自動または手動で移動させ、3D 患者データ組内の穴を満たすような追加のデータを取得することができる。任意選択では、ステップ 335 において患者データ組内に穴が特定された場合、画像処理コンピュータ 16 は、どの領域がもっと多く

40

50

のデータを必要としているのかをトラッキング・データ処理装置 20 に知らせることができ、これにตอบสนองして、トラッキング・データ処理装置 20 は受信体 34 に対するある離散的な軌道角度において（X線発生装置 14 の制御を介して）追加の照射のみを取得することができる。例えば、ステップ 335 において画像処理コンピュータ 16 が受信体 34 の  $40 \sim 60^\circ$  の角度位置に関連する関心領域に対して追加の照射が必要であると判定した場合、画像処理コンピュータ 16 は、トラッキング・モジュール 18 からの受信体 34 の位置情報を監視して、受信体 34 が  $40 \sim 60^\circ$  の軌道範囲（仮にあったとした場合）にわたって移動している時点でのみ追加の照射をトリガするように、トラッキング・データ処理装置 20 に対して指示することができる。オペレータはもっと広い角度範囲（例えば、 $10^\circ \sim 90^\circ$ ）にわたって受信体 34 を移動させることもあるが、受信体 34 は所望の角度位置（例えば、 $40^\circ \sim 60^\circ$ ）においてのみ新たな照射を採取することになる。

10

**【0048】**

別法では、オペレータは、ステップ 340 においてスライス及び／または 3D 画像を表示している間にデータ組内の穴を特定することができる。この場合には、オペレータは、新たな照射を取得すべき位置にあたる軌道位置範囲を手作業で入力することができる。例えば、ユーザは新たな照射を軌道角度  $120^\circ \sim 170^\circ$  の間で取得すべきであることをトラッキング・データ処理装置 20 に知らせることができる。その後、トラッキング・データ処理装置 20 は、トラッカー・モジュール 18 からの位置情報を監視し、受信体 34 が手入力された関心対象軌道範囲にわたって移動している時点においてのみ X線源 36 をトリガさせることになる。

20

**【0049】**

3D 患者データ組は、3次元データ・ボリュームの構成に関して周知の幾つかのアルゴリズムのうちの一つを用いて、円錐ビーム源から取得される照射に基づいてステップ 325 において構成させることができる。一例として、その 3D 患者データ組はステップ 325 において、順投影及び／または逆投影技法などよく知られている幾つかの技法のうちの任意の一つを用いて構成させることができる。ステップ 335 で構成させる患者スライス及び 3D 画像は、既存の CT システムに関連して使用されるアルゴリズムなど幾つかの周知のアルゴリズムのうちの任意のアルゴリズムに従って作成することができる。ステップ 335 で構成させてステップ 340 で表示させる 3D 画像は、レイキャスティングなど周知の幾つかのボリューム・レンダリング技法のうちの任意の一つに基づいて 3D 患者データ組から作成することができる。患者スライス（サジタル、 coronal 及びアキシアルの患者ビュー向けなど）のデータ組、セグメント、並びに 3D レンダリング画像を構成させるためには、幾つかの周知の技法が存在する。

30

**【0050】**

ステップ 305～325 において収集する照射の数により、ステップ 335 における患者スライスの再構成に必要な時間の長さが決まることになる。例えば、3D 患者データ組の構成のために 40 個のフレームを取得する場合は、これから一組の患者スライスを再構成するのに最大 14 分かかることがある。この患者スライスは、取得するフレームの数がもっと少なければこれより高速で構成させることができ、また 40 個を超えるフレームを取得する場合はこれより遅くなる。

40

**【0051】**

任意選択では、その画像処理コンピュータ 16 は、受信体 34 が各角度位置で複数の照射を取得し、これらのフレームを平均した後で平均化したフレームを用いて 3D 患者データ組を更新しているようなフレーム平均化を実行することがある。しかし、画像処理コンピュータ 16 は各軌道状回転の位置で受信体 34 によりただ一個のみ取得した照射を用いることが好ましい。各軌道状回転位置で単一の照射を取得する場合、X線発生装置 14 はより多くのエネルギー X線量を発生させるように制御できる。例えば、フレーム平均化を使用する場合は低線量（例えば、40 mA）を使用することがあるが、各軌道状回転位置で単一の照射を取得する場合は、高線量（例えば、150 mA その他）を使用することができる。ある種の場合、高品質画像を得るためには、心臓分野で使用されるような大きなエ

50

エネルギー線量を用い、平均化を用いないことが好ましいことがある。

【0052】

大きなエネルギー線量を発生させるときには、少ないエネルギー線量を実施する場合と比べてより短いパルス幅を用いることができる。例えば、受信体34の各軌道状回転位置で単一の照射を取得する場合、X線発生装置14は3～6msの範囲のエネルギーが大きい短いパルスを提供するように制御を受けることがある。フレーム平均化の場合、X線発生装置14は低いエネルギーでより長いパルス（最大20ms以上など）を提供することがある。ある種の用途では、近接しているが正確に同じではない位置で受信体34が取得した2個以上のフレームを平均化することにより生ずることがあるようなぼけ（blurring）を防ぐため、各軌道状回転位置で受信体34から単一の照射を取得することが好ましいことがある。

10

【0053】

任意選択では、受信体34はビジコン（viticon）タイプの走査式カメラと組み合わせて使用するイメージ・インテンシファイアを含むことがある。別法として、受信体34は、CCD検出器タイプのカメラと組み合わせて使用するイメージ・インテンシファイアを含むことがある。典型的には、イメージ・インテンシファイアとカメラの間に、受信体34をより小型にするような光学系を設けている。さらに代替として、受信体34をフラットパネル検出器により製作し、これによりイメージ・インテンシファイアやカメラの使用を完全に排除することがある。

【0054】

ある好ましい実施形態では、受信体34はオペレータにより手動で動かされるように記載している。トラッキング・サブシステムが器具24と患者22の両方を含む座標系に対する受信体34の絶対位置を決定しているために、手動による移動が支援されている。受信体34を手動で移動させることにより、受信体34の自動制御に関連する追加の構造の必要性を回避できる。受信体34、器具24及び患者22の絶対位置を共通座標系内でこうした照射をトリガする情報から検出しているようなトラッキング・システムを用いることにより、受信体34の速度及び加速度が無関係となる。したがって、受信体34を移動させる速度により画像の正確性や品質が変わることはない。

20

【0055】

別の実施形態として、トラッカー・モジュール18及びトラッキング・データ処理装置20を含むトラッキング・システムでは、受信体34の位置を監視する必要がない。その代わりに、一連のセンサをCアーム12の周りに配置させ、軌道状回転、長軸回転、側面回転、Lアームの動き、横方向の動き、「wig-wag」の動きなどを検出している。室内の点、患者上の点、器具上の点などの基準点に対するCアーム内のすべての移動点を監視することにより、一連のセンサを用いて照射を取得する時点を制御し、かつ図1～5に図示した経路以外に複数の画像収集経路に沿って一揃いの照射を取得することが可能となる。

30

【0056】

さらに代替として、Cアーム12は、患者の脊椎に沿うなど患者に沿って延びる受信体34と比べてより大きな面積にわたり合成ボリューム・データ組を構築することがある。照射の複数の組を採取すると、脊椎全体、脚全体など、ある関心領域を包含するような矩形のボリュームを構築することができる。一例として、Cアームを脊椎の基部の近傍に配置して、さらに軌道状回転移動範囲にわたって移動させ、第1のデータ組を取得することができる。典型的には、受信体34は、患者がX線源36に接近することにより生ずる拡大の影響に応じて直径が最大9～12インチまでのエリアに対するデータを集めることができる。第1の一連の照射を取得した後、Cアーム12を脊椎に沿って9～12インチ未満の長さだけ移動させ、Cアーム12の新たな位置がCアーム12の最初の位置と若干重なり合うようにすることができる。位置変更した後、Cアームを新たな軌道状回転の周りに移動させ第2の一連の画像照射を取得することができる。画像照射の第3の組が必要であれば、脊椎全体に関する情報が取得されるまで、この手順を再度反復することができる。

40

50

脊椎に関する第1の組、第2の組（及び、必要であれば第3の組）の照射は合成し、一つの矩形のボリュームを構成させることができ、この矩形ボリュームからスライドが取得される。

#### 【0057】

本発明に関する具体的な要素、実施形態及び応用について図示し説明してきたが、当業者によれば、特に上記の教示に照らして、修正が可能であることから、もちろん本発明はこれらに限定されるものではないものと理解されよう。したがって、添付の特許請求の範囲は、本発明の精神及び趣旨の域内に属するこれらの特徴を組み入れた修正を包括するように企図している。

#### 【図面の簡単な説明】

【図1】 本発明の好ましい実施の一形態に従って形成した透視イメージング・システムのブロック図である。

【図2】 電磁式トラッキング・サブシステムを使用しており、かつ本発明の好ましい実施の一形態に従って形成した軌道状回転範囲にわたって移動可能な透視イメージング・システムの図である。

【図3】 電磁式トラッキング・サブシステムを使用しており、かつ本発明の好ましい実施形態に従って形成した側面回転範囲にわたって移動可能な透視イメージング・システムの図である。

【図4】 光学トラッキング・サブシステムを使用しており、かつ本発明の好ましい実施の一形態に従って形成した軌道状回転範囲にわたって移動可能な透視イメージング・システムの図である。

【図5】 光学トラッキング・サブシステムを使用しており、かつ本発明の好ましい実施の一形態に従って形成した側面回転範囲にわたって移動可能な透視イメージング・システムの図である。

【図6】 本発明の一つまたは複数の好ましい実施形態に従って使用することができるCアームの図である。

【図7】 本発明の別の実施形態のブロック図である。

【図8】 本発明の好ましい実施形態の少なくとも一つに従って実行させる各ステップの流れ図である。

#### 【符号の説明】

- 10 透視X線システム
- 12 Cアーム
- 14 X線発生装置
- 16 画像処理コンピュータ
- 18 ट्रacker・モジュール
- 20 トラッキング・データ処理装置
- 22 患者
- 24 器具、ツール
- 26 トラッキング成分座標
- 28 制御コマンド、トリガ・コマンド
- 30 照射基準データ
- 32 画像照射
- 34 X線受信体デバイス、受信体
- 36 X線源
- 40 受信体位置センサ
- 42 患者位置センサ
- 44 器具位置センサ
- 46 位置監視カメラ
- 47 LED
- 48 モニタ

10

20

30

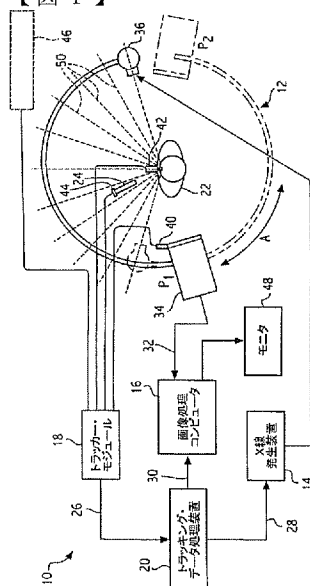
40

50

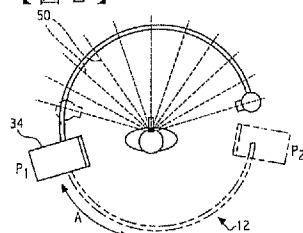
4 8	L E D	
5 0	照射間隔、画像取り込み位置	
5 1	L E D	
5 2	L E D	
5 5	離散的な角度位置	
1 1 0	可動式 C アーム X 線ユニット	
1 1 1	メインフレーム	
1 1 2	C アーム	
1 1 3	L アーム	
1 1 4	制御パネル	10
1 1 7	パワー・パネル	
1 1 8	垂直リフト支柱	
1 1 9	上側ハウジング	
1 2 0	水平延長アーム	
1 2 3	X 線放出体	
1 2 4	イメージ・インテンシファイア	
1 2 5	カメラ	
1 2 7	フリップフロップ式ブレーキ	
1 2 8	フリップフロップ式ロック	
1 2 9	コリメータ・アセンブリ	20
1 3 0	スパーサ	
2 0 0	透視イメージング・システム	
2 1 0	検出器	
2 2 0	トラッキング・サブシステム	
2 2 5	患者座標情報	
2 3 0	検出器座標情報	
2 3 5	器具座標情報	
2 4 0	画像処理装置	
2 4 5	位置データ	
2 5 0	ディスプレイ	30
2 6 0	フレーム・グラバー	
2 7 0	画像ボリューム処理装置	
2 8 0	ボリュメトリック画像メモリ	
2 9 0	スライス・データ組メモリ	
2 9 5	表示グラフィックス処理装置	



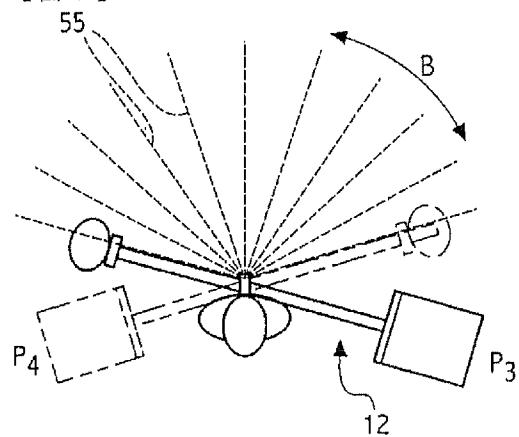
【图 1】



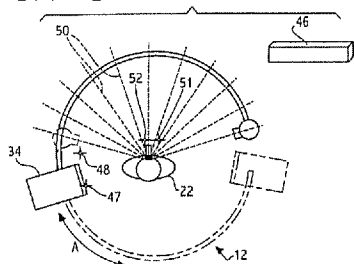
【图 2】



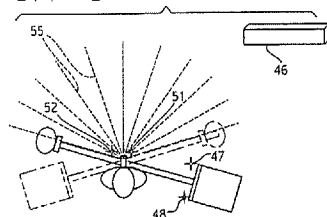
【図 3】



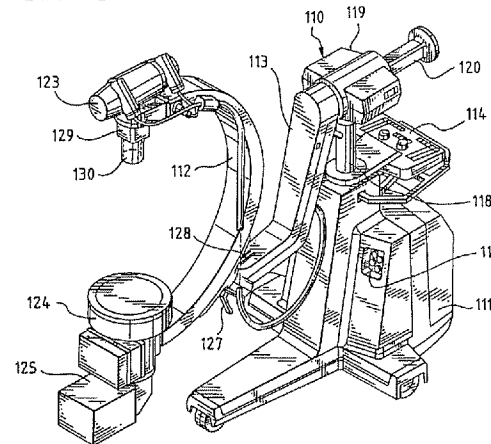
【図 4】



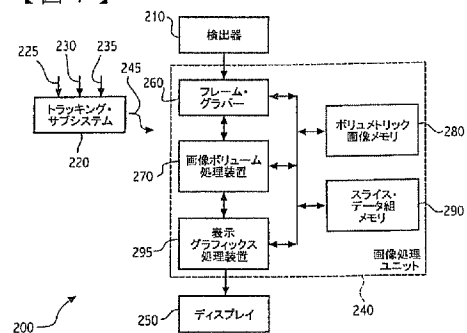
【图 5】



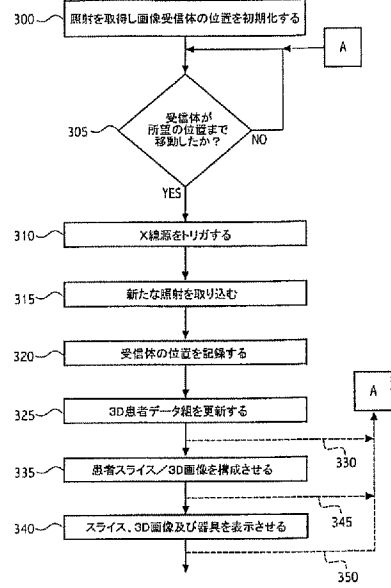
【图 6】



【图 7】



【図 8】



---

フロントページの続き

(72)発明者 ジェンセン, ヴァーノン・トマス

アメリカ合衆国、84020、ユタ州、ドレーパー、シャドウランズ・レーン、13102番

審査官 安田 明央

(56)参考文献 独国特許出願公開第19917867 (DE, A1)

国際公開第00/064367 (WO, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 6/00-6/14